

**10 JP10-243920**

F27

## Ultrasonic distance control

Publication Number	Filing Date	Status	Title	Inventors	Translation
JP10-243920	March 7, 1997	Applic.	Fluorescent Observation Endoscope Device	Hirao* Ueno* Michiguchi Kaneko* Yoshihara† Takehana*	Machine

**10.1 DESCRIPTION ?**

Describes endoscope systems for imaging both autofluorescence and drug-induced fluorescence, in addition to reflected white light, that include various devices to control the intensity of the excitation light in such a way that the fluorescence camera can operate at fixed gain. The novel features include the use of distance measuring devices such as an ultrasonic rangefinder, and a laser rangefinder to determine the distance between the distal tip of the endoscope and the tissue. This information is then utilized to control the intensity of the excitation illumination. These devices are forms of automatic gain control for fluorescence imaging and address the same problem as the AGC used in the Phase 2 LIFE II system under development at the time this application was filed, and which Xillix had presented a design for at the August 1996 R&D meeting. The excitation light source is specified as a laser (alexandrite, dye, or free electron).

## Embodiments:

First-ultrasonic rangefinder [0017]-[0029]

Second-second laser in light source for use as laser rangefinder.[0030]-[0045]

Third-Third laser in light source to more uniform illumination of excitation light. [0041]-[0046]

Fourth-photochromic glass in light source used to control light source intensity. [0047]-[0056]

Fifth-photochromic glass in illumination guide used to control light source intensity [0057]-[0063]

Sixth-identification matter injected into diseased area, so the area can be observed under white light [0058]-[0072]

Seventh-similar to 6<sup>th</sup> but different type of material [0073]-[0078]

**THIS PAGE BLANK. (USE)**

**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**

(19)【発行国】  
日本国特許庁 (JP)

(19)[ISSUING COUNTRY]  
Japanese Patent Office (JP)

(12)【公報種別】  
公開特許公報 (A)

Laid-open (kokai) patent application number (A)

(11)【公開番号】  
特開平 10-243920

(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER]  
Provisional Publication No. 10-243920

(43)【公開日】  
平成 10 年 (1998) 9 月 14 日

(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION]  
September 14th, Heisei 10 (1998)

(54)【発明の名称】  
蛍光観察内視鏡装置

(54)[TITLE]  
Fluorescent observation endoscope apparatus

(51)【国際特許分類第 6 版】  
A61B 1/06  
1/00 300  
8/12

(51)[IPC]  
A61B 1/06  
1/00 300  
8/12

【FI】  
A61B 1/06 B  
1/00 300 F  
8/12

【FI】  
A61B 1/06 B  
1/00 300 F  
8/12

【審査請求】  
未請求

[EXAMINATION REQUEST]  
UNREQUESTED

【請求項の数】 3

[NUMBER OF CLAIMS] Three

【出願形態】 OL

[Application form] OL

【全頁数】 9

[NUMBER OF PAGES] Nine

(21) 【出願番号】

(21)[APPLICATION NUMBER]

特願平9-53595

Unexamined Japanese patent 9-53595

(22) 【出願日】

(22)[DATE OF FILING]

平成9年(1997)3月7日 March 7th, Heisei 9 (1997)

(71) 【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43  
番2号

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

Hirao, Isami

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43  
番2号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 上野 仁士

Ueno, Hitoshi

【住所又は居所】 [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】 (72) [INVENTOR]

【氏名】 道口 信行 Michiguchi, Nobuyuki

【住所又は居所】 [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】 (72) [INVENTOR]

【氏名】 金子 守 Kaneko, Mamoru

【住所又は居所】 [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】 (72) [INVENTOR]

【氏名】 吉原 雅也 Furuhashi, Masaya

【住所又は居所】 [ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(72) 【発明者】 (72) [INVENTOR]

【氏名】 竹端 栄

Takehata, Sakae

【住所又は居所】

[ADDRESS]

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43  
番2号 オリンパス光学工業株  
式会社内

(74)【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

Ito, Susumu

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

[SUBJECT]

励起光用照射部の先端と対象組  
織との距離に係わらず、常に一  
定のゲインで蛍光観察を行い得  
る蛍光観察内視鏡装置を提供す  
る。

Irrespective of the distance between the end of  
the irradiation part for excitation light and the  
object tissue, the fluorescent observation  
endoscope apparatus which can always  
perform fluorescent observation at fixed gain is  
provided.

【解決手段】

[SOLUTION]

生体組織に励起光を照射し、該  
生体組織から発生する蛍光を観  
察する蛍光観察内視鏡装置にお  
いて、生体組織に励起光を照射  
するレーザー光源14と、このレ  
ーザー光源14からのレーザー光  
射部の先端と対象組織との距離

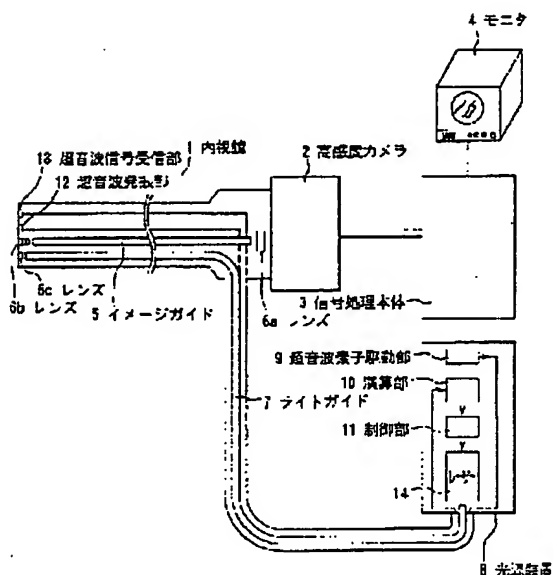
Excitation light is irradiated to an organism  
tissue.

In the fluorescent observation endoscope  
apparatus for observing the fluorescence  
generated from this organism tissue, the laser  
light source 14 which irradiates excitation light  
to an organism tissue, the ultrasonic oscillation

を測定する超音波発振部 12、  
超音波信号受信部 13と、この  
超音波発振部 12、超音波信号  
受信部 13で測定した距離に応  
じて前記レーザー光源 14から照  
射する励起光量を制御する演算  
部 10、制御部 11とを具備す  
る。

part 12 which measures distance between the  
end of the laser light irradiation part from this  
laser light source 14, to the object tissue,  
Ultrasonic signal receiving part 13, this  
ultrasonic oscillation part 12, the calculation  
part 10 which controls the amount of excitation  
light which irradiates from the above-mentioned  
laser light source 14 depending on the distance  
measured in the ultrasonic signal receiving part  
13, and the control part 11.

These are comprised.



[translation of Japanese text in Selection Diagram]  
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

# 【特許請求の範囲】

# [CLAIMS]

## 【請求項 1】

生体組織に励起光を照射し、該  
生体組織から発生する蛍光を観

## [CLAIM 1]

A fluorescent observation endoscope  
apparatus in which excitation light is irradiated

察する蛍光観察内視鏡装置において、  
生体組織に励起光を照射する励起光照射部を備える励起用光源と、  
この励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、  
この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、  
を具備したことを特徴とする、  
蛍光観察内視鏡装置。

to an organism tissue.

In the fluorescent observation endoscope apparatus for observing the fluorescence generated from this organism tissue, the light source for excitation equipped with the excitation-light irradiation part which irradiates excitation light to an organism tissue, distance measurement means to measure distance between the end of the excitation-light irradiation part of this light source for excitation, and the object tissue, amount of excitation light control means to control the amount of excitation light which irradiates from the above-mentioned light source for excitation depending on the distance measured with this distance measurement means.

**【請求項2】**

前記距離測定手段は、超音波信号を用いた距離測定手段であることを特徴とする、請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[CLAIM 2]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of Claim 1, in which above-mentioned distance measurement means is distance measurement means using the ultrasonic signal.

**【請求項3】**

前記距離測定手段は、距離測定用レーザを用いた距離測定手段であることを特徴とする、請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[CLAIM 3]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of Claim 1, in which the above-mentioned distance measurement means is distance measurement means using the laser for distance measurement.

**【発明の詳細な説明】**

**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]**

**【0001】**

**[0001]**



**【発明の属する技術分野】**

本発明は、蛍光観察内視鏡装置、詳しくは、被検査対象に励起光を照射し、その被検査対象から発する蛍光より、疾患部位を観察、診断する蛍光観察内視鏡装置に関する。

**[TECHNICAL FIELD]**

This invention is fluorescent observation endoscope apparatus. In detail, excitation light is irradiated to an examination object, it is related with the fluorescent observation endoscope apparatus for observing the fluorescence emitted from the examination object, and diagnoses an illness site.

**【0002】****[0002]****【従来の技術】**

近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

**[PRIOR ART]**

In recent years, using an endoscope etc, the self-fluorescence from the organism, or medicine is injected into the organism, and it is detected, using the fluorescence of the medicine as a two-dimensional image.

From the fluorescent image, there is a technique that illness states (for example, the kind and permeation extent of the illness), such as the modification of an organism tissue and cancer, are diagnosed.

**【0003】**

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になって

**[0003]**

If light is irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than the excitation light will occur.

It uses as the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship between illness and such in-the-living-body factor-substance? is becoming clear.

きた。また、HpD (ヘマトポ  
ルフイリン) . Photofr  
in. ALA ( $\delta$ -amino  
levulinic aci  
d) は、癌への集積性があり、  
これを生体内に注入し、前記物  
質の蛍光を観察することで疾患  
部位を診断できる。

Moreover, HpD (hematoporphyrin) and  
Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid)  
have the accumulation property towards  
cancer.

This is injected in the living body, and an illness  
site can be diagnosed by observing the  
fluorescence of the above-mentioned matter.

#### 【0004】

このような蛍光は、極めて微弱  
であるので、その観察のため  
は、極めて高感度の撮影を必要  
とする。この高感度撮影を行う  
ものとして、例えば本出願人は  
特願平6-44462号において、イ  
メージ・インテンシファイヤを  
用いた蛍光診断装置を提案し  
ている。

#### [0004]

Since such a fluorescence is very slight, it  
needs photography of a high sensitivity  
extremely for the observation.

High-sensitivity photography shall be  
performed, for example, this applicant has  
proposed the fluorescent-diagnosis apparatus  
using the image \* intensifier in unexamined  
Japanese patent 6-44462.

#### 【0005】

また、特開平8-252218  
号公報には、励起用のレーザー光  
を内視鏡のライトガイドの先端  
から出力させ蛍光観察を行う技  
術手段が開示されている。

#### [0005]

Moreover, technical means to make the laser  
light for excitation output, in Provisional-  
Publication-No. 8-252218 gazette, from the end  
of the light guide of an endoscope, and to  
perform fluorescent observation is disclosed.

#### 【0006】

#### [0006]

#### 【発明が解決しようとする課 題】

しかしながら、前記特開平8-  
252218号公報に開示され  
た技術手段では、蛍光観察の際  
に照射される励起用のレーザー光

#### [PROBLEM ADDRESSED]

However using the technical means disclosed  
by the above-mentioned Provisional-  
Publication-No. 8-252218 gazette, since the  
quantity of light of the laser light for excitation  
irradiated in the case of fluorescent observation

の光量が常に一定であるため、内視鏡の先端と対象組織との距離により、蛍光画像の輝度に変化し、見え具合が変化してしまうという問題があった。

is always fixed, the brightness of a fluorescent image varies with the distance between the end of an endoscope and the object tissue, and there was a problem that the viewing condition would vary.

**【0007】**

また、同公報に開示された技術手段では、胃や大腸のような広い空間で蛍光観察を行う場合、励起光照射の中心部分から離れた所では生体からの自家蛍光が得られにくいような場合があった。即ち、広い範囲を観察しようとする、観察もれを生じて観察性が悪くなるという問題点があった。

**[0007]**

Moreover, with technical means disclosed by the said gazette, when fluorescent observation was performed in the large space like the stomach or large intestine, there was a case whereby it may be hard to obtain the self-fluorescence from the organism in the place separated from the main part of excitation-light irradiation.

That is, when it was going to observe a wide range, the observation leak was produced and there was trouble that observation property became bad.

**【0008】**

さらに、前記公報に開示された技術手段では、励起光であるレーザーの出力を一定に保っておかないと、組織からの時間蛍光の発生に影響が出てしまい、観察の支障となるという問題点があった。

**[0008]**

Furthermore, with technical means disclosed by the above-mentioned gazette, if the output of the laser which is excitation light is not kept constant, influence will appear in generating of the time fluorescence from a tissue, and becoming an impediment for observation.

**【0009】**

さらに、前記公報に開示された技術手段では、蛍光観察下では、病変部の境界付けが可能だが、白色光下で生検や処置を行う時の病変部の境界付けが困難という問題があった。

**[0009]**

Furthermore, with technical means disclosed by the above-mentioned gazette, under fluorescent observation, although the boundary determination of a disease part was possible, there was a problem that the boundary determination of the disease part when

performing a biopsy and a treatment under white light was difficult.

**【0010】**

本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、励起光用照射部の先端と対象組織との距離に係わらず、常に一定のゲインで蛍光観察を行い得る蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的とする。

**[0010]**

This invention is made in view of such trouble.

It aims at providing the fluorescent observation endoscope apparatus which can always perform fluorescent observation at fixed gain irrespective of the distance between the end of the irradiation part for excitation light and the object tissue.

**【0011】**

**【課題を解決するための手段】**  
前記の目的を達成するために本発明の第1の蛍光観察内視鏡装置は、生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、生体組織に励起光を照射する励起光照射部を備える励起光源と、この励起光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、を具備する。

**[0011]****[SOLUTION OF THE INVENTION]**

In order to attain the above-mentioned objective, the first fluorescence observation endoscope apparatus of this invention irradiates excitation light to an organism tissue. In the fluorescent observation endoscope apparatus for observing the fluorescence generated from this organism tissue, the light source for excitation which equips an organism tissue with the excitation-light irradiation part which irradiates excitation light, distance measurement means to measure distance between the end of the excitation-light irradiation part of this light source for excitation, and an object tissue, and amount control means of excitation light to control the amount of excitation light which irradiates from the above-mentioned light source for excitation depending on the distance measured with this distance measurement means.

These are comprised.

**【0012】**

前記の目的を達成するために本発明の第2の蛍光観察内視鏡装置は、前記第1の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は超音波信号を用いた距離測定手段である。

**[0012]**

In order to attain the above-mentioned objective, the fluorescent observation endoscope apparatus of the second invention, concerning the first fluorescent observation endoscope apparatus, above-mentioned distance measurement means is a distance measurement means using the ultrasonic signal.

**【0013】**

前記の目的を達成するために本発明の第3の蛍光観察内視鏡装置は、前記第1の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は距離測定用レーザを用いた距離測定手段である。

**[0013]**

In order to attain the above-mentioned objective, the fluorescent observation endoscope apparatus of the 3rd invention, concerning the first fluorescent observation endoscope apparatus, above-mentioned distance measurement means is distance measurement means using a laser for distance measurement.

**【0014】**

前記第1の蛍光観察内視鏡装置は、距離測定手段で、励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定し、該距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を励起光量制御手段で制御する。

**[0014]**

A first fluorescent observation endoscope apparatus is distance measurement means, and measures distance between the end of the excitation-light irradiation part of the light source for excitation, and an object tissue.

The amount of excitation light which irradiates from the above-mentioned light source for excitation depending on the distance measured with this distance measurement means is controlled by amount of excitation light control means.

**【0015】**

前記第2の蛍光観察内視鏡装置

**[0015]**

As for above-mentioned distance measurement

は、前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は超音波信号を用いて励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する。

means, a second fluorescent observation endoscope apparatus measures distance between the end of the excitation-light irradiation part of the light source for excitation, and an object tissue in a first fluorescent observation endoscope apparatus using an ultrasonic signal.

**【0016】**

前記第 3 の蛍光観察内視鏡装置は、前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は距離測定用レーザを用いて励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する。

**[0016]**

As for the above-mentioned distance measurement means, a third fluorescent observation endoscope apparatus measures distance between the end of the excitation-light irradiation part of the light source for excitation, and an object tissue in a first fluorescent observation endoscope apparatus using the laser for distance measurement.

**【0017】**

**[0017]**

**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

**[Embodiment]**

Hereafter, the embodiment of this invention is demonstrated with reference to a drawing.

**【0018】**

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

**[0018]**

Diagram 1 is a block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the first embodiment of this invention.

**【0019】**

本第 1 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、図 1 に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観

**[0019]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of this first embodiment as shown in Diagram 1, an image \* intensifier is built in with the endoscope 1 which inserts intra-corporeal

観察像を得る内視鏡 1 と、励起用  
 レーザ光を内視鏡 1 に供給する  
 光源装置 8 と、イメージ・イン  
 テンシファイヤを内蔵し、前記  
 内視鏡 1 により得られた蛍光観  
 察像を撮影する高感度カメラ 2  
 と、該高感度カメラ 2 からの出  
 力あるいは通常の白色光観察用  
 カメラからの信号を処理する信  
 号処理本体 3 と、該信号処理本  
 体 3 により信号処理された通常  
 観察像及び蛍光観察像を表示す  
 るモニタ 4 とで主要部が構成さ  
 れている。

and obtains the usual observation image and  
 the fluorescent observation images of the  
 observation site, such as an illness site, and the  
 light source device 8 which supplies the laser  
 light for excitation to an endoscope 1.

The principal part consists of the high-  
 sensitivity camera 2 which takes a photograph  
 of the fluorescent observation image obtained  
 by the above-mentioned endoscope 1, the  
 signal-processing main body 3 which processes  
 the output from this high-sensitivity camera 2, or  
 the usual signal from the camera for white-light  
 observation, and the monitor 4 which displays  
 the usual observation image by which the signal  
 processing was carried out with this signal-  
 processing main body 3, and fluorescent  
 observation image.

#### [0020]

前記光源装置 8 は、内視鏡 1 の  
 挿入部内及び該挿入部の基端に  
 設けられた操作部から延出した  
 ユニバーサルケーブル内を挿通  
 するライトガイド 7 を介して、  
 励起用レーザ（例えばアレキサ  
 ンドライトレーザ、色素レーザ、  
 自由電子レーザ等）を供給する  
 レーザ光源 14 を有しており、  
 内視鏡 1 の挿入部先端内では、  
 ライトガイド 7 により伝送され  
 た励起用レーザを照明光学系の  
 レンズ 6c により体腔内の観察  
 部位を照射するようになっている。

#### [0020]

The above-mentioned light source device 8 has  
 the laser light source 14 which supplies the  
 lasers for excitation (for example, an  
 alexandrite laser, a dye laser, free electron  
 laser, etc.), via light guide 7 which passes  
 through the inside of the universal cable  
 extended from the operating part provided on  
 the inside of the insertion part of an endoscope  
 1, and the base end of this insertion part.

inside the insertion-part end of an endoscope  
 1, using the laser for excitation transmitted by  
 the light guide 7 lens 6c of an illumination  
 optical system, the observation site intra-  
 corporeal is irradiated.

#### [0021]

#### [0021]

また、前記ライトガイド7には、前記励起レーザー用の光源装置8のほか、通常観察用の白色光を供給するXeランプを備える光源装置（図示せず）も接続可能となっており、白色光による通常観察を行う際には、ライトガイド7に該白色光用光源装置を接続し、内視鏡1の挿入部先端内では、ライトガイド7により伝送された白色光を照明光学系のレンズ6cにより体腔内の観察部位を照射するようになっている。

#### 【0022】

さらに、内視鏡1の挿入部先端には対物光学系であるレンズ6bが配設されており、このレンズ6bに入光する観察部位の生体組織像、すなわち励起用レーザーによる観察部位の生体組織の蛍光像あるいは白色光による通常観察像は、挿入部内に挿通されたイメージガイド5を介して操作部内に伝送され、該操作部内に設けられたレンズ6aを介し、接眼部に装着されるイメージ・インテンシファイヤを内蔵する高感度カメラ2あるいは図示しない白色光観察用カメラに伝送される。そして、高感度カメラ2あるいは白色光観察用カメラの出力は信号処理本体3に伝送され、モニタ4において通常観察像あるいは蛍光観察像が

Moreover, the light source device (not shown) which equips the above-mentioned light guide 7 with Xe lamp which supplies white light for a usual observation besides the light source device 8 for above-mentioned excitation lasers is also connectable.

In case the usual observation by white light is performed, this light source device for white light is connected to light guide 7.

inside the insertion-part end of an endoscope 1, by white light transmitted by the light guide 7 lens 6c of an illumination optical system, the observation site intra-corporeal is irradiated.

#### [0022]

Furthermore, at the end of an insertion part of an endoscope 1, lens 6b which is an object optical system is arranged.

The fluorescent image of the organism tissue of the observation site by the organism tissue image, i.e., laser for excitation, of the incident observation site to carry out or the usual observation image by white light is transmitted to this lens 6b in an operating part via the image guide 5 passed through the insertion part.

It transmits to the high-sensitivity camera 2 or the camera for a white-light observation not illustrated which contains the image \* intensifier with which an eye-piece part is loaded, via lens 6a provided in this operating part.

And, the output of the high-sensitivity camera 2 or the camera for a white-light observation is transmitted to the signal-processing main body 3, and the usual observation image or the fluorescent observation image can be



モニタできるようになっている。 monitored on monitor 4.

**【0023】**

さらに、内視鏡 1 の挿入部先端には、該内視鏡 1 の先端と対象組織との距離を測定する役目を果たす、超音波発振部 12 及び超音波信号受信部 13 がそれぞれ設けられている。該超音波発振部 12 は内視鏡 1 の操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通して前記光源装置 8 装置内に設けられた超音波素子駆動部 9 に接続されている。また、前記超音波信号受信部 13 は生体組織から戻ってきた超音波信号を演算するための光源装置 8 内部に設けられた演算部 10 に前記同様操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通して接続されている。また、この演算部 10 は励起用のレーザー光源 14 の出力制御を行う制御部 11 に接続されている。

**[0023]**

Furthermore, the ultrasonic oscillation part 12 and the ultrasonic signal receiving part 13 which achieve the role which measures distance between the end of this endoscope 1 and an object tissue are respectively provided at the end of the insertion part of endoscope 1.

This ultrasonic oscillation part 12 is connected to the ultrasonic element drive part 9 which passes through the inside of the universal cable extended from the operating part of an endoscope 1, and was provided in the above-mentioned light-source-device 8 apparatus.

In order that moreover, the above-mentioned ultrasonic signal receiving part 13 may calculate the ultrasonic signal which has returned from the organism tissue, inside of the above-mentioned universal cable similarly extended from the operating part it passes through to the calculation part 10 provided on light-source-device 8 inside, and it connects with it.

Moreover, this calculation part 10 is connected to the control part 11 which performs the output control of the laser light source 14 for excitation.

**【0024】**

次に、このような構成をなす本第 1 の実施形態の作用について説明する。

**[0024]**

Next, an effect of this first embodiment which makes such composition is demonstrated.

**【0025】**

まず、通常観察を行う際には、

**[0025]**

First, in case a usual observation is performed,

内視鏡 1 の接眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着し、また、ライトガイド 7 に白色光用光源装置を接続する。そして、該光源装置に配設された Xe ランプより白色光をライトガイド 7 を介して観察部位に照射し、通常の白色光観察を行う。

it loads with the camera for a white-light observation not illustrated among the eye-piece part of an endoscope 1, and moreover, the light source device for white light is connected to a light guide 7.

And, white light is irradiated from Xe lamp arranged by this light source device to an observation site via a light guide 7, and a usual white-light observation is performed.

#### 【0026】

次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡 1 の接眼部に高感度カメラ 2 を装着し、また、ライトガイド 7 を励起レーザー用光源装置 8 に接続する。そして、レーザー光源 14 からレーザー光をライトガイド 7 を介して内視鏡 1 先端部から照射し、蛍光観察を行う。

#### 【0026】

Next, in case fluorescent observation is performed, the eye-piece part of an endoscope 1 is loaded with the high-sensitivity camera 2.

Moreover, a light guide 7 is connected to the light source device for excitation lasers 8.

And, a laser light source 14 to a laser light is irradiated from endoscope 1 end via a light guide 7, and a fluorescent observation is performed.

#### 【0027】

この際、光源装置 8 内に配設された前記超音波素子駆動部 9 を駆動して、超音波発振部 12 から図 2 に示す如く、超音波信号を観察対象の生体組織に照射する。すると、生体組織から超音波信号が戻り、超音波信号受信部 13 でこの信号を受信する。この生体組織から戻った超音波信号は、光源装置 8 内に配設された演算部 10 に入力され、内視鏡 1 の先端と対象組織との距離が演算される。

#### 【0027】

In this case, the above-mentioned ultrasonic element drive part 9 arranged in the light source device 8 is actuated.

As shown in Diagram 2 from the ultrasonic oscillation part 12, an ultrasonic signal is irradiated to the organism tissue for observation.

Then, an ultrasonic signal returns from an organism tissue.

This signal is received in the ultrasonic signal receiving part 13.

The ultrasonic signal which returned from this organism tissue is input into the calculation part 10 arranged in the light source device 8.

The distance between the end of an endoscope 1 and an object tissue is calculated.

**【0028】**

そして、この演算された距離に応じて制御部 11 が作動し、励起用のレーザー光源 14 の出力を最も蛍光観察が行い易いような出力に自動的に制御を行う。そして、このレーザー光がライトガイド 7 を介して内視鏡先端部 1 から生体組織に照射される。

**[0028]**

And, the control part 11 operates depending on this calculated distance.

The output is automatically controlled for which the fluorescent observation tends to output the laser light source 14 for excitation.

And, this laser light is irradiated by the organism tissue from the endoscope end 1 via a light guide 7.

**【0029】**

このような本第 1 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、内視鏡の先端と対象組織との距離に関係なく、常に一定のゲインで対象組織の蛍光観察が可能となる。

**[0029]**

According to the fluorescent observation endoscope apparatus of such this first embodiment, regardless of the distance between the end of an endoscope, and an object tissue, and a fluorescent observation of an object tissue can always be performed at fixed gain.

**【0030】**

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

**[0030]**

Next, the 2nd embodiment of this invention is demonstrated.

**【0031】**

図 3 は、本発明の第 2 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第 1 の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0031]**

Diagram 3 is a block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 2nd embodiment of this invention.

In addition, an identical code is provided on the same component as the first embodiment, and detailed description here is omitted.

**【0032】****[0032]**

前記第1の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、内視鏡の先端と対象組織との距離を超音波を用いた距離測定手段によって測定したが、この第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、第1の実施形態における超音波のかわりにレーザー光を用いて内視鏡の先端と対象組織との距離を測定することを特徴としている。したがって、ここでは、前記第1の実施形態との差異のみに言及し、その他の構成、作用についての詳しい説明は省略する。

**[0033]**

本第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、距離測定用レーザー16を内設する第2の光源装置15を新たに備えており、一方、内視鏡1の挿入部先端にはレーザー光照射用のレンズ6dが配設されている。前記距離測定用レーザー16からのレーザー光は内視鏡1の操作部から延出した第2のユニバーサルケーブル内から内視鏡1の挿入部内にかけて挿通された第2のライトガイド17を介して前記レンズ6dより対象組織に対して照射されるようになっている。

**[0034]**

また、内視鏡1の挿入部先端には、前記レンズ6dから照射さ

In the fluorescent observation endoscope apparatus of a first embodiment, distance between the end of an endoscope and an object tissue was measured by distance measurement means using ultrasonic waves.

However, in the fluorescent observation endoscope apparatus of this 2nd embodiment, it is characterized by using a laser light instead of ultrasonic waves in a first embodiment, and measuring distance between the end of an endoscope, and an object tissue.

Therefore, only the variant with a first embodiment is mentioned here, and other composition and detailed description about the effect are omitted.

**[0033]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of this 2nd embodiment is newly equipped with the 2nd light source device 15 which provides internally the laser for distance measurement 16.

On the one hand, at the end of an insertion part of an endoscope 1, lens 6d for laser light irradiation is arranged.

The laser light from the above-mentioned laser for distance measurement 16 is applied in the insertion part of the 2nd universal cable from endoscope 1 extended from the operating part of an endoscope 1, it irradiates from above-mentioned lens 6d to an object tissue via the 2nd light guide 17 passed through.

**[0034]**

Moreover, lens 6e for laser light reception irradiated from above-mentioned lens 6d is

れるレーザー光受光用のレンズ6eが設けられ、該レンズ6eからは第3のライトガイド18が内視鏡1の挿入部内を挿通し前記ライトガイド7を介して光源装置8内部に設けられた演算部10と接続されている。

provided at the end of the insertion part of endoscope 1.

It connects with the calculation part 10 by which the third light guide 18 passes through the inside of the insertion part of an endoscope 1, and was provided on light-source-device 8 inside via the above-mentioned light guide 7, from this lens 6e.

**[0035]**

その他の構成は前記第1の実施形態と同様であるので、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0035]**

Since other compositions are the same as that of the first embodiment, detailed description here is omitted.

**[0036]**

次に、本第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。

**[0036]**

Next, the effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this 2nd embodiment is demonstrated.

**[0037]**

通常観察を行う際には、前記第1の実施形態と同様に、内視鏡1の挿眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着し、また、ライトガイド7に白色光用光源装置を接続する。そして、該光源装置に配設されたXeランプより白色光をライトガイド7を介して観察部位に照射し、通常の白色光観察を行う。

**[0037]**

In case a usual observation is performed, it loads with the camera for white-light observation not illustrated among the eye-piece part of endoscope 1 like in the first embodiment.

Moreover, the light source device for white light is connected to light guide 7.

And, white light is irradiated from Xe lamp arranged by this light source device to an observation site via a light guide 7.

A usual white-light observation is performed.

**[0038]**

次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡1の挿眼部に高感度カメラ2を装着し、ライトガイド7

**[0038]**

Next, in case fluorescent observation is performed, the eye-piece part of an endoscope 1 is loaded with the high-sensitivity camera 2.

を光源装置 8 に接続して蛍光観察を行う。このとき、第 2 の光源 15 内部の距離測定用レーザー 16 から前記励起用のレーザー光源 14 とは異なる波長であつて弱いレーザー光を、第 2 のライトガイド 17 を介して生体組織対して照射しておく。すると、生体組織からはこの距離測定用レーザー 16 からのレーザー光の照射による反射光が戻り、レンズ 6 e、第 3 のライトガイド 18 に接続された演算部 10 にこの生体組織からの反射光が入力され、内視鏡 1 先端部と観察対象の組織との距離が、この演算部 10 で演算される。

**【0039】**

この後、前記第 1 の実施形態と同様に制御部 11 が作動し、蛍光観察に最も適した励起光の光量を出射するようレーザー光源 14 を制御する。そして、調整された励起光であるレーザー光がライトガイド 7 を介して内視鏡 1 先端部から生体組織に照射され、蛍光観察が行われる。

**【0040】**

このように本第 2 の実施形態によつても、前記第 1 の実施形態と同様の効果を奏する。

A light guide 7 is connected to a light source device 8, and fluorescent observation is performed.

At this time, it is the wavelength which differs in the laser light source 14 for above-mentioned excitation from the laser for distance measurement 16 of 2nd light-source 15 inside. Via the 2nd light guide 17, the organism tissue pair of the weak laser light is carried out, and it is irradiated.

Then, the reflected light by irradiation of the laser light from this laser for distance measurement 16 returns from the organism tissue, and reflected light from this organism tissue is input into lens 6e and the calculation part 10 connected to the third light guide 18.

The distance from endoscope 1 end and the tissue for observation is calculated in this calculation part 10.

**[0039]**

After this, the control part 11 operates like the first embodiment.

A laser light source 14 is controlled to carry out the radiation of the quantity of light of the excitation light which is most suitable for the fluorescent observation.

And, the laser light which is adjusted excitation light is irradiated by the organism tissue from endoscope 1 end via a light guide 7, and a fluorescent observation is performed.

**[0040]**

Thus also by this 2nd embodiment, there is the same effect as the first embodiment.

**【0041】**

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。

**[0041]**

Next, the third embodiment of this invention is demonstrated.

**【0042】**

図4は、本発明の第3の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部の構成を示した説明図である。なお、前記第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0042]**

Diagram 4 is an explanatory drawing having shown the composition of the principal part of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the third embodiment of this invention.

In addition, an identical code is provided on the same component as the first embodiment, and detailed description here is omitted.

**【0043】**

前記第1、第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、蛍光観察用の励起光源として単一のレーザー光源を用いていたが、この第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、蛍光観察用の励起光源として、複数のレーザー光源19及びこのレーザー光を集光するレンズ20を備えた新たな第3の光源装置21を設けたことを特徴とする。その他の構成は、前記第1の実施形態と同様であり、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0043]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus of the above-mentioned 1st and 2nd embodiment, the single laser light source was used as an excitation source for fluorescent observation.

However, in the fluorescent observation endoscope apparatus of this third embodiment, the new third light source device 21 equipped with the lens 20 which concentrates some the laser light source 19 and this laser light as an excitation source for fluorescent observation was provided.

Other compositions are the same as that of the first embodiment, and detailed description here is omitted.

**【0044】**

ここで、本第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

**[0044]**

Here, an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this third embodiment is demonstrated.

**【0045】**

前述の第1、第2の実施形態と同様にして通常の白色光観察を行い、次に、蛍光観察を行う。この蛍光観察の際には、内視鏡1のライトガイド7を複数個のレーザー光源19を内蔵した光源装置21に接続する。この場合、図5に示す如く、従来のような単一の励起光光源を使うと、観察対象組織の中心部のみが励起され、周辺部は励起されないため、周辺部からの自家蛍光は得られにくい。本実施形態の如く、複数個のレーザー19から励起光を照射すると、レンズ20で集光され、ライトガイド7にはあらゆる角度からの光が入射される。これにより、図5に示す如く、生体組織の中心部のみならず、生体組織の周辺部にも均一に励起光が照射され、この結果、生体組織の周辺部からも自家蛍光が発生する。これにより蛍光観察を行う。

**【0046】**

この第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、蛍光観察用の励起光観察が広い範囲で均一に照射できるため、生体組織の広い範囲からの自家蛍光が得

**[0045]**

A usual white-light observation is performed like the above-mentioned 1st and 2nd embodiment.

Next, fluorescent observation is performed.

The light guide 7 of an endoscope 1 is connected to the light source device 21 which has built in some laser light sources 19, in the case of this fluorescent observation.

In this case, if a former single excitation-light source is used as shown in Diagram 5, only the main part of the tissue for observation will be excited.

Since a periphery part is not excited, the self-fluorescence from the periphery part is hard to be obtained.

Like this embodiment, if excitation light is irradiated from some lasers 19, it will be condensed with a lens 20.

Incidence of the light from all angles is carried out to light guide 7.

Thereby, as shown in Diagram 5, excitation light is uniformly irradiated by not only the main part of an organism tissue but the periphery part of the organism tissue.

Consequently, self-fluorescence occurs also from the perimeter part of an organism tissue, and thereby fluorescent observation is performed.

**[0046]**

According to the fluorescent observation endoscope apparatus of this third embodiment, since the excitation-light observation for fluorescent observation can irradiate uniformly over a wide range, the self-fluorescence from



られ、観察性が向上するという効果を奏する。

the wide range of an organism tissue is obtained, and it is effective in improving observation property.

**【0047】**

次に、本発明の第4の実施形態についてせつめいする。

**[0047]**

Next, the 4th embodiment of this invention is demonstrated.

**【0048】**

図6は、本発明の第4の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0048]**

Diagram 6 is a block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 4th embodiment of this invention.

In addition, an identical code is provided on the same component as the first embodiment, and detailed description here is omitted.

**【0049】**

本第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、図6示すように、内視鏡1のライトガイド7には白色光及び励起用レーザを内視鏡1に供給する光源装置22が接続されている。

**[0049]**

The light source device 22 which supplies white light and the laser for excitation to an endoscope 1 is connected to the light guide 7 of an endoscope 1 so that the fluorescent observation endoscope apparatus of this 4th embodiment may be shown as in diagram 6.

**【0050】**

前記光源装置22は、内視鏡1の挿入部内及び該挿入部の基端に設けられた操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通するライトガイド7を介して通常観察用の白色光を供給するXeランプ等で構成される白色光光源26及び励起用レーザ光源14を有しており、内視鏡1の挿入部5先端内では、ライト

**[0050]**

The above-mentioned light source device 22 has the white-light light source 26 and the laser light source for excitation 14 which consist of the Xe lamp which supplies white light for a usual observation via the light guide 7 which passes through the inside of the universal cable extended from the operating part provided on the inside of the insertion part of an endoscope 1, and the base end of this insertion part.

By white light and the laser for excitation

ガイド7により伝送された白色光及び励起用レーザを照明光学系レンズ6cにより体腔内の観察部位を照射するようになってゐる。また、光源装置22内には白色光光源26からの白色光とレーザ光源14からの励起用レーザとを切り換えてライトガイド7に供給する可動ミラー24が設けられており、この可動ミラー24の切り換えは、光源装置22内に設けられたドライバ23により前記信号処理本体3により自動制御されるようになってゐる。

#### 【0051】

また、蛍光観察用のレーザ光源14の出射端部には、自動調光部25が設けられている。この自動調光部25はAgX等のフオクロミックガラス、あるいはHg3S2I2、ZnS、またはヒトラゾン、オサゾン、フルギト、スチルベン、サリチルアルデヒド、スピロピラン、ヒイミダゾリル誘導体、ヒアントロン等で構成されている。この自動調光部25は、光量が小さいときは透光性が大きく、光量が増すにつれて徐々に着色して光の透過量が低下するようになってゐる。すなわち、光量に応じて透光性が変化をする。また、この透光性は微粒子の径、または数を調整することで、変

which were transmitted by the light guide 7 in the insertion-part 5 end of an endoscope 1 illumination optical-system lens 6c, the observation site intra-corporeal is irradiated.

Moreover, the movable mirror 24 by which white light from the white-light light source 26 and the laser for excitation from a laser light source 14 are switched into a light source device 22, and is supplied to a light guide 7 is provided.

The automatic control of the switch of this movable mirror 24 is carried out with the above-mentioned signal-processing main body 3 by the driver 23 provided in the light source device 22.

#### [0051]

Moreover, the automatic light-control part 25 is provided on the radiation edge part of the laser light source 14 for fluorescent observation.

This automatic light-control part 25 consists of the photochromic glass of AgX etc, Hg3S2I2, ZnS or hydrazone, osazone, a fulgide, stilbene, a salichlaldehyde, a spiropyran, a B-imidazolyl derivative, B-anthrone etc.

A permeability is large when this automatic light-control part 25 has a small quantity of light.

It colors gradually and the amount of permeation of the light reduces as the quantity of light increases.

That is, the permeability varies depending on the quantity of light.

Moreover, this permeability adjusts the path of a microparticle, or the number, and changing is also possible.

えることも可能である。

**【0052】**

次に、本第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

**[0052]**

Next, the effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this 4th embodiment is demonstrated.

**【0053】**

まず、通常観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着する。そして、信号処理本体3を操作してドライバ23を駆動させ、可動ミラー24を切り換え、白色光光源26より白色光をライトガイド7を介して観察部位に照射して通常の白色光観察を行う。

**[0053]**

First, in case a usual observation is performed, it loads with the camera for a white-light observation not illustrated on the eye-piece part of an endoscope 1.

And, the signal-processing main body 3 is operated and driver 23 is made to actuate, the movable mirror 24 is switched.

From the white-light light source 26, white light is irradiated to an observation site via a light guide 7, and a usual white-light observation is performed.

**【0054】**

次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に高感度カメラ2を装着する。また、信号処理本体3を操作してドライバ23を駆動させ、蛍光観察用のレーザー光源14からレーザー光を励起させる。そして、励起されたレーザー光をライトガイド7を介して内視鏡1先端部から励起光として照射して蛍光観察を行う。

**[0054]**

Next, in case fluorescent observation is performed, the eye-piece part of an endoscope 1 is loaded with the high-sensitivity camera 2.

Moreover, the signal-processing main body 3 is operated and a driver 23 is made to actuate, and laser light is excited from the laser light source 14 for fluorescent observation.

And, the excited laser light is irradiated as excitation light from endoscope 1 end via light guide 7, and fluorescent observation is performed.

**【0055】**

このとき、レーザー光源14からのレーザー光は自動調光部25に

**[0055]**

At this time, as for the laser light from a laser light source 14, the quantity of light is

より、その光量が自動的に調整され、蛍光観察に最も適した光量がライトガイド 7 に入射され、内視鏡 1 先端から生体組織に照射されるようになっている。

automatically adjusted by the automatic light-control part 25, and incidence of the quantity of light which is most suitable for the fluorescent observation happens to light guide 7.

It irradiates from endoscope 1 end to the organism tissue.

**【0056】**

このように、本第 4 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、常に、蛍光観察用の励起光の放射出力を一定に保つことができ、蛍光観察の観察性が安定する。また、万が一、レーザー光源から高強度のレーザー光が放射されても、瞬時にこの光をカットでき、生体に対して安全である。尚、図示していないが、白色光源 26 にこの自動調光部 25 を更に設けても良い。

**[0056]**

Thus, according to the fluorescent observation endoscope apparatus of this 4th embodiment, the radiation output of the excitation light for fluorescent observation can be kept constant, and observation property of fluorescent observation is stabilized.

Moreover, even if the laser light of high strength is radiated from a laser light source, this light should be cut instantly, and it is safe to the organism.

In addition, it is not illustrated, however, this automatic light-control part 25 may be further provided in the white-light light source 26.

**【0057】**

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。

**[0057]**

Next, the 5th embodiment of this invention is demonstrated.

**【0058】**

図 7 は、本発明の第 5 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第 4 の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

**[0058]**

Diagram 7 is a block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 5th embodiment of this invention.

In addition, an identical code is provided on the same component as the fourth embodiment, and detailed description here is omitted.

**【0059】**

**[0059]**

前記第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、光源装置22内に自動調光部25を配設したが、この第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、該自動調光部25を内視鏡1のライトガイド7の先端部に設けたことを特徴としている。その他の構成は前記第4の実施形態と同様であり、ここでの詳しい説明は省略する。

**【0060】**

ここで、本第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

**【0061】**

本第5の実施形態の作用は、基本的には前記第4の実施形態と同様であるが、蛍光観察の際に励起光源であるレーザ光源14のレーザ光がライトガイド7の先端部に設けられた自動調光部25によってその出力が調整され、最も蛍光観察に適した励起光が内視鏡1の先端部から生体組織に照射される。

**【0062】**

この第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、自動調光部25を内視鏡1のライトガイ

In the fluorescent observation endoscope apparatus of the fourth embodiment, the automatic light-control part 25 was arranged in the light source device 22.

However, in the fluorescent observation endoscope apparatus of this 5th embodiment, it is characterized by providing this automatic light-control part 25 to the end of the light guide 7 of an endoscope 1.

Other compositions are the same as that of a fourth embodiment, and detailed description here is omitted.

**[0060]**

Here, an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this 5th embodiment is demonstrated.

**[0061]**

The effect of this 5th embodiment is the same as that of the fourth embodiment fundamentally. However, the output is adjusted by the automatic light-control part 25 by which the laser light of the laser light source 14 which is an excitation source was provided on the end of a light guide 7, in the case of fluorescent observation.

The excitation light most suitable for fluorescent observation is irradiated by the organism tissue from the end of an endoscope 1.

**[0062]**

According to the fluorescent observation endoscope apparatus of this 5th embodiment, the radiation output of excitation light can be

ト7先端部に設けたことにより、前記第4の実施形態に対してより正確に励起光の放射出力を一定に保つことが可能となる。

**【0063】**

尚、第4、第5の実施形態における前記自動調光部25において採用した光により透光性が変化する物質に替えて、熱により色変化する物質、例えば、スピロピラン、N-サリシリデンアニリン誘導体などの物質を用いても良い。これらの物質は、光量が少ない状態では、エネルギー量が少ない為、低温であり、透光性が大きい。そして、光量が増加していくと、エネルギー量が増え、高温となり、この熱量に応じて変色をし、透光性が低下をする。また、透光性の度合いは、この熱量、即ち、光の強度に応じて変化をする。この物質を用いても、同じような効果が得られる。

**【0064】**

次に、本発明の第6の実施形態について説明する。

**【0065】**

図8ないし図10は、本発明の

more accurately kept constant than the fourth embodiment by having provided the automatic light-control part 25 to light-guide 7 end of endoscope 1.

**[0063]**

In addition, it changes according to the matter from which a permeability varies with the lights adopted in the 4th and 5th embodiments above-mentioned automatic light-control part 25.

Matter, such as for the matter which changed colour with heat, for example, spiropyran, N-salicylidene aniline derivative, may be used.

In the state where the quantity of light is low, since these substances have low energy, they is low temperature, and permeability is large. And, an increase of the quantity of light increases the energy amount, and it becomes high temperature.

It tarnishes depending on this heating value, and permeability reduces.

Moreover, the degree of permeability varies depending on this heating value, i.e., intensity of light.

The same effect is obtained even when using this matter.

**[0064]**

Next, the 6th embodiment of this invention is demonstrated.

**[0065]**

Fig. 8 or 10 is an explanatory drawing

第6の実施形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との様子をそれぞれ示した説明図である。

respectively having shown the mode of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue in the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 6th embodiment of this invention.

**【0066】**

この第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、その基本的な構成は前記第1の実施形態と同様であり、ここでは、差異のみ説明を行い、その他の構成、作用の説明は省略する。

**[0066]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of the fundamental composition of this 6th embodiment is the same as that of the first embodiment.

Here, only variations are demonstrated, and other composition and descriptions of the effect are omitted.

**【0067】**

本第6の実施形態においては、図8に示すように、内視鏡1のチャンネルには、カテーテル27が挿入され、カテーテル27の先端からは白色光観察下で病変部を認識できる識別物質28が注入可能となっている。

**[0067]**

In this 6th embodiment, as shown in Diagram 8, a catheter 27 is inserted in the channel of an endoscope 1.

From the end of a catheter 27, the identification matter 28 which is under a white-light observation and can recognize a disease part can be injected.

**【0068】**

次に、本第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

**[0068]**

Next, an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this 6th embodiment is demonstrated.

**【0069】**

この実施形態においても、まず、前記各実施形態と同様に白色光観察を行う。次に蛍光観察を行う際には、内視鏡1のチャンネルにカテーテル27を挿入し、

**[0069]**

Also in this embodiment, a white-light observation is first performed like each embodiment.

Next a catheter 27 is inserted in the channel of an endoscope 1 in case fluorescent observation

蛍光観察下で見つけた病変部 29 に対してカテーテル 27 先端から、液状の識別物質 28 を注入する。この識別物質 28 としては、可視から紫外領域で光硬化する水溶性ビニルモノマー、アクリレート、ポリビニルシナマート、不飽和ポリエステル、ウレタンアクリレート、ビニルアクリレート、メタクリレート、スチレン、エチレングリコール、ビスフェノール A ジグリシジルエーテルとジアゾニウム塩混合物等が用いられる。

is performed.

The liquid-like identification matter 28 is injected from catheter 27 end to the disease part 29 which was found under fluorescent observation.

As this identification matter 28, the water-soluble vinyl monomer which carries out an optical hardening in an ultraviolet area from a visualisation, an acrylate, polyvinyl ?cinnamado?, unsaturated polyester, a urethane acrylate, a vinyl acrylate, methacrylate, styrene, an ethylene glycol, bisphenol A diglycidyl ether, a diazonium-salt mixture, etc. are used.

#### 【0070】

また、場合によって、有効波長領域を広げる為、5-ニトロアセナフランを混入させても良い。そして、蛍光観察下では、内視鏡 1 先端部からレーザー光が照射されている為、注入された識別物質 28 は病変部 29 の形態に沿って光硬化固定される。これは、図 9 に示してある。識別物質 28 はレーザー光照射によって、色が黄色から褐色に変化をする。

#### 【0070】

Moreover, in order to extend an effective-wavelength area, 5- nitro ?acenafuran? may be made to mix depending on the case.

And, under fluorescent observation, since the laser light is irradiated from endoscope 1 end, along with the form of the disease part 29, optical hardening fixation of the injected identification matter 28 is carried out.

This is shown in Diagram 9.

As for the identification matter 28, the colour varies from yellow to brown according to the laser light irradiation.

#### 【0071】

次に、白色光観察に戻る。図 9 に示す如く、病変部 29 に固定された識別物質の色は黄色から褐色に変化をしており、白色光観察でも認識が可能となる。そして、図 10 に示す如く、内視

#### 【0071】

Next, it returns to a white-light observation, and as shown in Diagram 9, the colour of the identification matter fixed to the disease part 29 is varying from yellow to brown.

Recognition is also possible with white-light observation.



鏡 1 のチャンネルから治療用レーザープローブ 27 や、処置具等を入れ、病変部の生検や治療を行う。

And, as shown in Diagram 10, from the channel of an endoscope 1, the laser probe for treatments 27, a treatment tool, etc. are inserted and the biopsy and the treatment of the disease part is performed.

#### 【0072】

この第 6 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、白色光観察下でも、病変部の位置や境界付けが可能となり、この為、白色光下での処置がより確実となる。尚、第 6 の実施形態において採用した識別物質の代わりに、生体由来高分子であるヒアルロン酸、コンドロイチン硫酸に、光反応性の珪皮酸を導入したものをを用いても良い。この場合、蛍光観察下で、識別物質を注入すると、励起光である紫外光により、識別物質は液状からゾル、ゲルあるいはエラストマ、プラスチック状態となり、病変部に固定される。尚、これらの識別物質は、生体内に留置しても体内に吸収をされる。

#### [0072]

According to the fluorescent observation endoscope apparatus of this 6th embodiment, the position of the disease part and boundary determination become possible also under white-light observation.

For this reason, the treatment under white light becomes more reliable.

To in addition, the hyaluronic acid which is an organism origin polymer instead of the identification matter adopted in the 6th embodiment, and chondroitin sulfuric acid, that which introduced optically reactive ?silicate? may be used.

In this case, the ultra-violet ray which it is under fluorescent observation, and is excitation light when injecting the identification matter, the identification matter will turn from a liquefied form to a sol, a gel or an elastomer, and a plastic state, and it is fixed to the disease part.

In addition, the sorption is made inside the body even when it detains this identification matter in the living body.

#### 【0073】

次に、本発明の第 7 の実施形態について説明する。

#### [0073]

Next, the 7th embodiment of this invention is demonstrated.

#### 【0074】

図 11 は、本発明の第 7 の実施

#### [0074]

Diagram 11 is an explanatory drawing having

形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

**【0075】**

この第7の実施形態は、前記第6の実施形態において採用した識別物質に、更に、加温により赤色や紫色に呈色するスピロピラン等のサーモクロミズム物質との混合物を識別物質として用いたことを特徴としている。その他の構成、作用は該第6の実施形態と同様であるのでここでの詳しい説明は省略する。

**【0076】**

この第7の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用は、前記第6の実施形態と基本的に同じであるが、図11に示す如く、白色光観察下で内視鏡1のチャンネルを介して挿入した処置具30から温水を病変部29に注入すると、病変部は呈色し、白色光観察で容易に病変部を認識できる。そして、処置具30等で病変部の処置を行う。

**【0077】**

この第7の実施形態の蛍光観察

shown an example of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue in the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 7th embodiment of this invention.

**[0075]**

This 7th embodiment is further characterized by using the mixture with thermochromism matter, such as red colour and the spiropyran which carries out a colouring purple, as identification matter by the heating of the identification matter adopted in the sixth embodiment.

Since other composition and the effect are the same as that of the 6th embodiment, detailed description here is omitted.

**[0076]**

The effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this 7th embodiment is basically the same as that of the sixth embodiment.

However, if warm water is injected into the disease part 29 from the treatment tool 30 which it is under a white-light observation and was inserted via the channel of an endoscope 1 as shown in diagram 11, the colouring of the disease part will be carried out, and the disease part can be easily recognized by white-light observation.

And, the treatment of a disease part is performed by the treatment tool 30 etc.

**[0077]**

According to the fluorescent observation

内視鏡装置によると、前記第6の実施形態に対してより白色光観察下での識別がより確実となる。

**【0078】**

なお、前述した各実施形態では、蛍光観察の際の励起光源としてレーザー光源を採用したが、これに限らず、たとえば通常の白色光源に狭帯域のフィルターを組み合わせた光源を用いても良い。また、生体から発生する自家蛍光を観察するのではなく、患者にあらかじめ蛍光発生薬剤を投与し、この薬剤から発生する蛍光を観察する装置にも適用可能である。さらに、白色光観察用カメラ、蛍光観察用カメラを一体型とし、任意に切り換え可能なカメラとしても良い。

**【0079】**

[付記]以上詳述した如き本発明の実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。即ち、

(1) 生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、生体組織に励起

endoscope apparatus of this 7th embodiment, the identification under a white-light observation becomes more reliable than the sixth embodiment.

**[0078]**

In addition, in each embodiment mentioned above, the laser light source was adopted as an excitation source in the case of fluorescent observation.

However, the light source is not restricted to this, for example, combining the narrow banded filter with the usual white light source may be used.

Moreover, the self-fluorescence generated from the organism is not observed, and the patient is beforehand medicated with a fluorescent generating chemical agent.

It is applicable also to the apparatus for observing the fluorescence generated from this chemical agent.

Furthermore, let the camera for a white-light observation, and the fluorescent camera for observation be one unit, and the camera which can be switched freely between them is also sufficient.

**[0079]**

[Additional remark]According to the embodiment of this invention which was explained in full detail above, the following composition can be obtained.

Namely, (1) Irradiate excitation light to the organism tissue.

In the fluorescent observation endoscope

光を照射する励起光照射部を備える励起用光源と、この励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、を具備した蛍光観察内視鏡装置。

apparatus for observing the fluorescence generated from this organism tissue, the light source for excitation which equips an organism tissue with the excitation-light irradiation part which irradiates excitation light, distance measurement means to measure distance between the end of the excitation-light irradiation part of this light source for excitation, and the object tissue, and amount of excitation light control means to control the amount of excitation light which irradiates from the above-mentioned light source for excitation depending on the distance measured with this distance measurement means.

The fluorescent observation endoscope apparatus which is comprised of these.

**【0080】**

(2) 前記距離測定手段は、超音波信号を用いた距離測定手段である前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0080]**

(2) Above-mentioned distance measurement means is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (1) which is distance measurement means using the ultrasonic signal.

**【0081】**

(3) 前記距離測定手段は、距離測定用レーザを用いた距離測定手段である前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0081]**

(3) Above-mentioned distance measurement means is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (1) which is distance measurement means using the laser for distance measurement.

**【0082】**

(4) 前記励起用光源を複数個設けた前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0082]**

(4) A fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (1) which provided two or more above-mentioned light sources for excitation.

**【0083】**

(5) 前記励起用光源からの光量に応じて、色あるいは光透過量の少なくとも一方を制御する自動調光手段をさらに具備した前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0083]**

(5) Depending on the quantity of light from the above-mentioned light source for excitation, the fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (1) which comprised further automatic light-control means to control at least one of the colour or the amount of transparency.

**【0084】**

(6) 前記自動調光手段は、光感応性の色変化物質である前記(5)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0084]**

(6) Above-mentioned automatic light-control means is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (5) which is the colour-change matter of optical sensitivity.

**【0085】**

(7) 前記自動調光手段は、熱感応性の色変化物質である前記(5)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0085]**

(7) Above-mentioned automatic light-control means is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (5) which is the colour-change matter of heat sensitivity.

**【0086】**

(8) 前記励起用光源からの照射により、容易に硬化固定し、白色光下で確認可能な識別物質をさらに設けた前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0086]**

(8) Carry out hardening fixation easily by irradiation from the above-mentioned light source for excitation.

The fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (1) which provided further the identification matter which can be confirmed under white light.

**【0087】**

(9) 前記識別物質は、可視光領域ないし紫外領域で光硬化する前記(8)に記載の蛍光観

**[0087]**

(9) The above-mentioned identification matter is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (8) which

察内視鏡装置。

carries out an optical hardening in a visible-light area or an ultraviolet area.

**【0088】**

(10) 前記識別物質は、生体由来高分子材料である前記(8)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0088]**

(10) The above-mentioned identification matter is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (8) which is an organism origin polymeric material.

**【0089】**

(11) 前記識別物質は、少なくとも生体由来高分子材料とサーモクロミズム物質との混合物である前記(8)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**[0089]**

(11) The above-mentioned identification matter is fluorescent observation endoscope apparatus given in above-mentioned (8) which is the mixture of an organism origin polymeric material and the thermochromism matter at least.

**【0090】**

**[0090]**

**【発明の効果】**

以上説明したように本発明によれば、励起光用照射部の先端と対象組織との距離に係わらず、常に一定のゲインで蛍光観察を行い得る蛍光観察内視鏡装置を提供できる。

**[EFFECT OF THE INVENTION]**

As explained above according to this invention, the fluorescent observation endoscope apparatus which can always perform fluorescent observation at fixed gain can be provided irrespective of the distance between the end of the irradiation part for excitation light, and the object tissue.

**【図面の簡単な説明】**

**[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]**

**【図1】**

本発明の第1の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

**[FIGURE 1]**

The block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the first

embodiment of this invention.

**【図 2】**

前記第 1 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

**[FIGURE 2]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus of the first embodiment, it is the explanatory drawing having shown an example of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue.

**【図 3】**

本発明の第 2 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

**[FIGURE 3]**

The block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 2nd embodiment of this invention.

**【図 4】**

本発明の第 3 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部の構成を示した説明図である。

**[FIGURE 4]**

The explanatory drawing having shown the composition of the principal part of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the third embodiment of this invention.

**【図 5】**

前記第 3 の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、観察対象組織に励起光を照射した際の、該対象組織からの自家蛍光の強度と位置の関係を示した線図である。

**[FIGURE 5]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus of the third embodiment, it is the diagram having shown strength of the self-fluorescence from this object tissue at the time of irradiating excitation light to the tissue for observation, and the relationship of with position.

**【図 6】**

本発明の第 4 の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

**[FIGURE 6]**

The block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 4th embodiment of this invention.

**【図 7】**

本発明の第5の実施形態である  
蛍光観察内視鏡装置の主要部構  
成を示したブロック図である。

**[FIGURE 7]**

The block diagram having shown the principal-part composition of the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 5th embodiment of this invention.

**【図 8】**

本発明の第6の実施形態である  
蛍光観察内視鏡装置において、  
対象組織の観察を行う際の内視  
鏡挿入部先端と対象組織との一  
例を示した説明図である。

**[FIGURE 8]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 6th embodiment of this invention, it is the explanatory drawing having shown an example of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue.

**【図 9】**

前記第6の実施形態の蛍光観察  
内視鏡装置において、対象組織  
の観察を行う際の内視鏡挿入部  
先端と対象組織との一例を示し  
た説明図である。

**[FIGURE 9]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus of a sixth embodiment, it is the explanatory drawing having shown an example of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue.

**【図 10】**

前記第6の実施形態の蛍光観察  
内視鏡装置において、対象組織  
の観察を行う際の内視鏡挿入部  
先端と対象組織との一例を示し  
た説明図である。

**[FIGURE 10]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus of a sixth embodiment, it is the explanatory drawing having shown an example of the endoscope insertion-part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue.

**【図 11】**

本発明の第7の実施形態である  
蛍光観察内視鏡装置において、  
対象組織の観察を行う際の内視  
鏡挿入部先端と対象組織との一

**[FIGURE 11]**

In the fluorescent observation endoscope apparatus which is the 7th embodiment of this invention, it is the explanatory drawing having shown an example of the endoscope insertion-



例を示した説明図である。

part end at the time of observing an object tissue, and the object tissue.

【符号の説明】

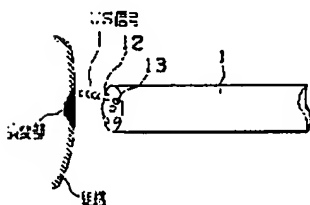
- 1…内視鏡
- 2…高感度カメラ
- 3…信号処理本体
- 4…モニタ
- 5…イメージガイド
- 6a…レンズ
- 6b…照明光学系レンズ
- 6c…対物光学系レンズ
- 7…ライトガイド
- 8…光源装置
- 9…超音波素子駆動部
- 10…演算部
- 11…制御部
- 12…超音波発振部
- 13…超音波信号受信部
- 14…レーザ光源

[EXPLANATION OF DRAWING]

- 1... endoscope
- 2... high-sensitivity camera
- 3... signal-processing main body
- 4... monitor
- 5... image guide
- 6a... lens
- 6b... illumination optical-system lens
- 6c... object optical-system lens
- 7... light guide
- 8... light source device
- 9... ultrasonic-wave element drive part
- 10... calculation part
- 11... control part
- 12... ultrasonic-wave oscillation part
- 13... ultrasonic-wave signal receiving part
- 14... laser light source

【図2】

[FIGURE 2]

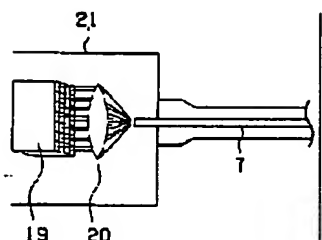


[translation of Japanese text in Figure 2]

top US signal  
middle diseased part  
bottom tissue

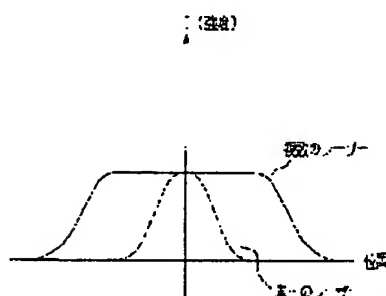
【図4】

[FIGURE 4]



【図5】

[FIGURE 5]



[translation of Japanese text in Figure 5]

vertical axis: intensity

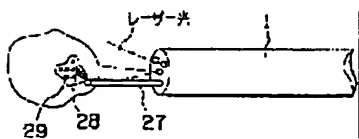
horiz. axis: position

upper line: multiple lasers

lower line: lower line

【図8】

[FIGURE 8]

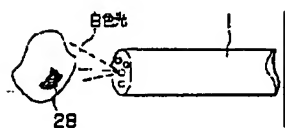


[translation of Japanese text in Figure 8]

laser light

【図 9】

[FIGURE 9]

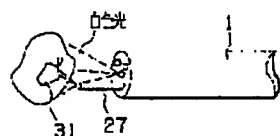


[translation of Japanese text in Figure 9]

white light

【図 10】

[FIGURE 10]

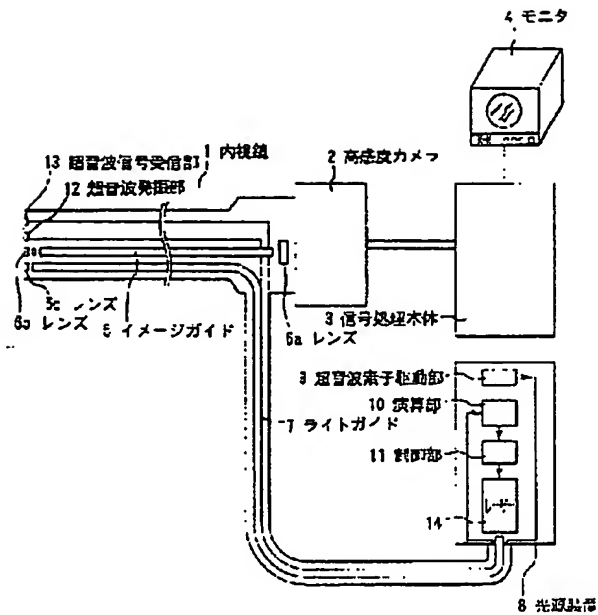


[translation of Japanese text in Figure 10]

white light

【図 1】

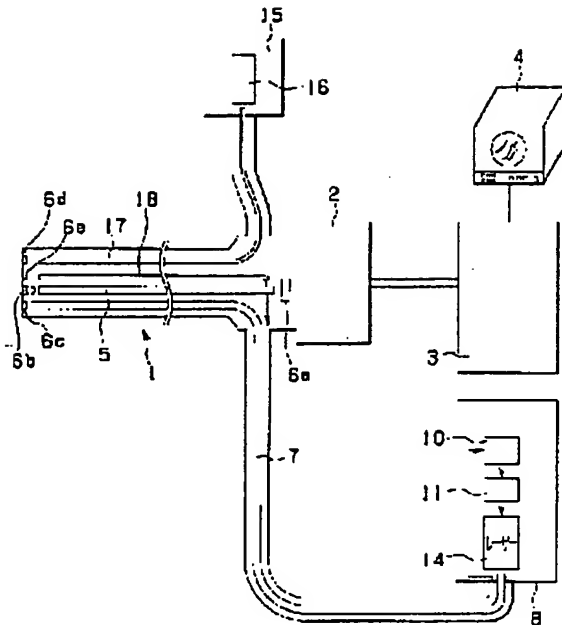
[FIGURE 1]



[translation of Japanese text in Figure 1]  
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【図3】

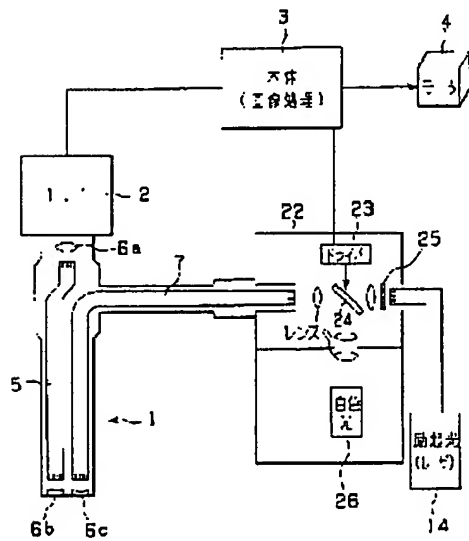
[FIGURE 3]



[translation of Japanese text in Figure 3]  
refer to EXPLANATION OF DRAWINGS

【図6】

[FIGURE 6]



[translation of Japanese text in Figure 6]

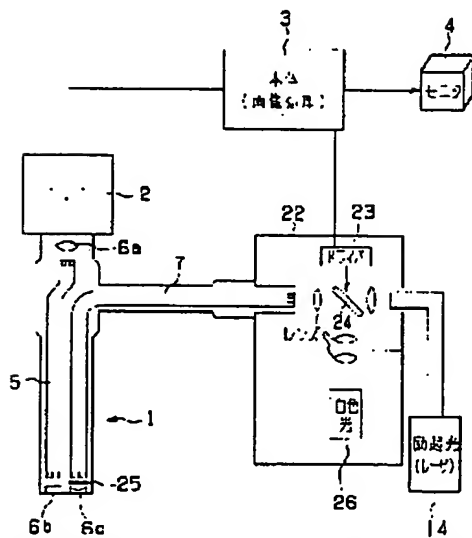
23 driver

left of 24 lense

26 white light

【図 7】

[FIGURE 7]



[translation of Japanese text in Figure 7]

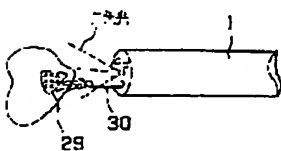
23 driver

left of 24 lense

26 white light

【図 11】

[FIGURE 11]



[translation of Japanese text in Figure 11]

white light

## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-243920

(43)公開日 平成10年(1998)9月14日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

FI

A 6 1 B 1/06

1/00

8/12

300

A 6 1 B 1/06

1/00

8/12

B

300 F

審査請求 未請求 請求項の数 3 O.L (全 9 頁)

(21)出願番号

特願平9-53595

(22) 出題日

平成9年(1997)3月7日

(71)出願人 000000376 Olympus

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

[最終頁に続く](#)

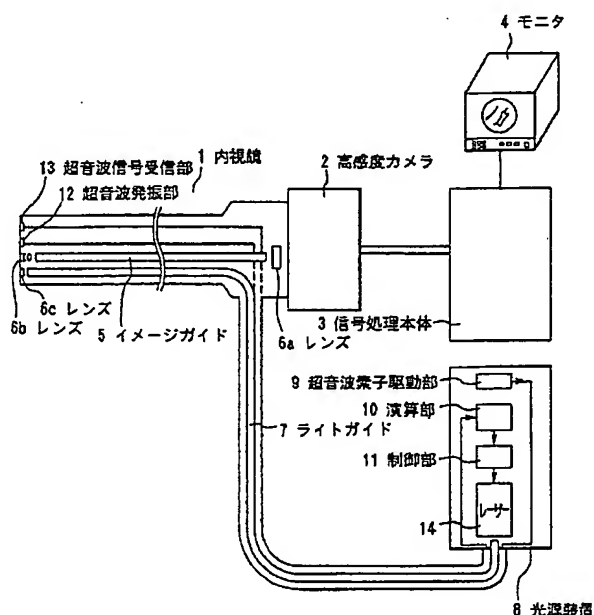
## Fluorescent Observation Endoscope Device

(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 励起光用照射部の先端と対象組織との距離に係わらず、常に一定のゲインで蛍光観察を行い得る蛍光観察内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、生体組織に励起光を照射するレーザ光源１４と、このレーザ光源１４からのレーザ光照射部の先端と対象組織との距離を測定する超音波発振部１２、超音波信号受信部１３と、この超音波発振部１２、超音波信号受信部１３で測定した距離に応じて前記レーザ光源１４から照射する励起光量を制御する演算部１０、制御部１１とを具備する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】 生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、

生体組織に励起光を照射する励起光照射部を備える励起用光源と、

この励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、

この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、

を具備したことを特徴とする、蛍光観察内視鏡装置。

【請求項 2】 前記距離測定手段は、超音波信号を用いた距離測定手段であることを特徴とする、請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【請求項 3】 前記距離測定手段は、距離測定用レーザを用いた距離測定手段であることを特徴とする、請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、蛍光観察内視鏡装置、詳しくは、被検査対象に励起光を照射し、その被検査対象から発する蛍光より、疾患部位を観察、診断する蛍光観察内視鏡装置に関する。

**【0002】**

【従来の技術】近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を 2 次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えば NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジンスクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

【0004】このような蛍光は、極めて微弱であるので、その観察のためには、極めて高感度の撮影を必要とする。この高感度撮影を行うものとして、例えば本出願人は特願平 6-4 4 4 6 2 号において、イメージ・インテンシファイヤを用いた蛍光診断装置を提案している。

【0005】また、特開平 8-2 5 2 2 1 8 号公報には、励起用のレーザ光を内視鏡のライトガイドの先端から出力させ蛍光観察を行う技術手段が開示されている。

**【0006】**

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記特開平 8-2 5 2 2 1 8 号公報に開示された技術手段で

は、蛍光観察の際に照射される励起用のレーザ光の光量が常に一定であるため、内視鏡の先端と対象組織との距離により、蛍光画像の輝度に変化し、見え具合が変化してしまうという問題があった。

【0007】また、同公報に開示された技術手段では、胃や大腸のような広い空間で蛍光観察を行う場合、励起光照射の中心部分から離れた所では生体からの自家蛍光が得られにくいような場合があった。即ち、広い範囲を観察しようすると、観察もれを生じて観察性が悪くなるという問題点があった。

【0008】さらに、前記公報に開示された技術手段では、励起光であるレーザの出力を一定に保っておかないと、組織からの時間蛍光の発生に影響が出てしまい、観察の支障となるという問題点があった。

【0009】さらに、前記公報に開示された技術手段では、蛍光観察下では、病変部の境界付けが可能だが、白色光下で生検や処置を行う時の病変部の境界付けが困難という問題があった。

【0010】本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであり、励起光用照射部の先端と対象組織との距離に係わらず、常に一定のゲインで蛍光観察を行い得る蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的とする。

**【0011】**

【課題を解決するための手段】前記の目的を達成するために本発明の第 1 の蛍光観察内視鏡装置は、生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、生体組織に励起光を照射する励起光照射部を備える励起用光源と、この励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、を具備する。

【0012】前記の目的を達成するために本発明の第 2 の蛍光観察内視鏡装置は、前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は超音波信号を用いた距離測定手段である。

【0013】前記の目的を達成するために本発明の第 3 の蛍光観察内視鏡装置は、前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は距離測定用レーザを用いた距離測定手段である。

【0014】前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置は、距離測定手段で、励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定し、該距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を励起光量制御手段で制御する。

【0015】前記第 2 の蛍光観察内視鏡装置は、前記第 1 の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は超音波信号を用いて励起用光源の励起光照射部の先端と

対象組織との距離を測定する。

【0016】前記第3の蛍光観察内視鏡装置は、前記第1の蛍光観察内視鏡装置において、前記距離測定手段は距離測定用レーザを用いて励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】図1は、本発明の第1の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

【0019】本第1の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、図1に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡1と、励起用レーザ光を内視鏡1に供給する光源装置8と、イメージ・インテンシファイヤを内蔵し、前記内視鏡1により得られた蛍光観察像を撮影する高感度カメラ2と、該高感度カメラ2からの出力あるいは通常の白色光観察用カメラからの信号を処理する信号処理本体3と、該信号処理本体3により信号処理された通常観察像及び蛍光観察像を表示するモニタ4とで主要部が構成されている。

【0020】前記光源装置8は、内視鏡1の挿入部内及び該挿入部の基端に設けられた操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通するライトガイド7を介して、励起用レーザ（例えばアレキサンドライトレーザ、色素レーザ、自由電子レーザ等）を供給するレーザ光源14を有しており、内視鏡1の挿入部先端内では、ライトガイド7により伝送された励起用レーザを照明光学系のレンズ6cにより体腔内の観察部位を照射するようになっている。

【0021】また、前記ライトガイド7には、前記励起レーザ用の光源装置8のほかに通常観察用の白色光を供給するXeランプを備える光源装置（図示せず）も接続可能となっており、白色光による通常観察を行う際には、ライトガイド7に該白色光用光源装置を接続し、内視鏡1の挿入部先端内では、ライトガイド7により伝送された白色光を照明光学系のレンズ6cにより体腔内の観察部位を照射するようになっている。

【0022】さらに、内視鏡1の挿入部先端には対物光学系であるレンズ6bが配設されており、このレンズ6bに入光する観察部位の生体組織像、すなわち励起用レーザによる観察部位の生体組織の蛍光像あるいは白色光による通常観察像は、挿入部内に挿通されたイメージガイド5を介して操作部内に伝送され、該操作部内に設けられたレンズ6aを介し、接眼部に装着されるイメージ・インテンシファイヤを内蔵する高感度カメラ2あるいは図示しない白色光観察用カメラに伝送される。そして、高感度カメラ2あるいは白色光観察用カメラの出力は信号処理本体3に伝送され、モニタ4において通常観

察像あるいは蛍光観察像がモニタできるようにしている。

【0023】さらに、内視鏡1の挿入部先端には、該内視鏡1の先端と対象組織との距離を測定する役目を果たす、超音波発振部12及び超音波信号受信部13がそれぞれ設けられている。該超音波発振部12は内視鏡1の操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通して前記光源装置8装置内に設けられた超音波素子駆動部9に接続されている。また、前記超音波信号受信部13は生体組織から戻ってきた超音波信号を演算するための光源装置8内部に設けられた演算部10に前記同様操作部から延出したユニバーサルケーブル内を挿通して接続されている。また、この演算部10は励起用のレーザ光源14の出力制御を行う制御部11に接続されている。

【0024】次に、このような構成をなす本第1の実施形態の作用について説明する。

【0025】まず、通常観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着し、また、ライトガイド7に白色光用光源装置を接続する。そして、該光源装置に配設されたXeランプより白色光をライトガイド7を介して観察部位に照射し、通常の白色光観察を行う。

【0026】次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に高感度カメラ2を装着し、また、ライトガイド7を励起レーザ用光源装置8に接続する。そして、レーザ光源14からレーザ光をライトガイド7を介して内視鏡1先端部から照射し、蛍光観察を行う。

【0027】この際、光源装置8内に配設された前記超音波素子駆動部9を駆動して、超音波発振部12から図2に示す如く、超音波信号を観察対象の生体組織に照射する。すると、生体組織から超音波信号が戻り、超音波信号受信部13でこの信号を受信する。この生体組織から戻った超音波信号は、光源装置8内に配設された演算部10に入力され、内視鏡1の先端と対象組織との距離が演算される。

【0028】そして、この演算された距離に応じて制御部11が作動し、励起用のレーザ光源14の出力を最も蛍光観察が行い易いような出力に自動的に制御を行う。そして、このレーザ光がライトガイド7を介して内視鏡先端部1から生体組織に照射される。

【0029】このような本第1の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、内視鏡の先端と対象組織との距離に関係なく、常に一定のゲインで対象組織の蛍光観察が可能となる。

【0030】次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0031】図3は、本発明の第2の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

【0032】前記第1の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、内視鏡の先端と対象組織との距離を超音波を用いた距離測定手段によって測定したが、この第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、第1の実施形態における超音波のかわりにレーザ光を用いて内視鏡の先端と対象組織との距離を測定することを特徴としている。したがって、ここでは、前記第1の実施形態との差異のみに言及し、その他の構成、作用についての詳しい説明は省略する。

【0033】本第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、距離測定用レーザ16を内設する第2の光源装置15を新たに備えており、一方、内視鏡1の挿入部先端にはレーザ光照射用のレンズ6dが配設されている。前記距離測定用レーザ16からのレーザ光は内視鏡1の操作部から延出した第2のユニバーサルケーブル内から内視鏡1の挿入部内にかけて挿通された第2のライトガイド17を介して前記レンズ6dより対象組織に対して照射されるようになっていく。

【0034】また、内視鏡1の挿入部先端には、前記レンズ6dから照射されるレーザ光受光用のレンズ6eが設けられ、該レンズ6eからは第3のライトガイド18が内視鏡1の挿入部内を挿通し前記ライトガイド7を介して光源装置8内部に設けられた演算部10と接続されている。

【0035】その他の構成は前記第1の実施形態と同様であるので、ここでの詳しい説明は省略する。

【0036】次に、本第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。

【0037】通常観察を行う際には、前記第1の実施形態と同様に、内視鏡1の接眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着し、また、ライトガイド7に白色光用光源装置を接続する。そして、該光源装置に配設されたXeランプより白色光をライトガイド7を介して観察部位に照射し、通常の白色光観察を行う。

【0038】次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に高感度カメラ2を装着し、ライトガイド7を光源装置8に接続して蛍光観察を行う。このとき、第2の光源15内部の距離測定用レーザ16から前記励起用のレーザ光源14とは異なる波長であって弱いレーザ光を、第2のライトガイド17を介して生体組織に対して照射しておく。すると、生体組織からはこの距離測定用レーザ16からのレーザ光の照射による反射光が戻り、レンズ6e、第3のライトガイド18に接続された演算部10にこの生体組織からの反射光が入力され、内視鏡1先端部と観察対象の組織との距離が、この演算部10で演算される。

【0039】この後、前記第1の実施形態と同様に制御部11が作動し、蛍光観察に最も適した励起光の光量を射出するようレーザ光源14を制御する。そして、調整された励起光であるレーザ光がライトガイド7を介して

内視鏡1先端部から生体組織に照射され、蛍光観察が行われる。

【0040】このように本第2の実施形態によっても、前記第1の実施形態と同様の効果を奏する。

【0041】次に、本発明の第3の実施形態について説明する。

【0042】図4は、本発明の第3の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部の構成を示した説明図である。なお、前記第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

【0043】前記第1、第2の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、蛍光観察用の励起光源として単一のレーザ光源を用いていたが、この第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、蛍光観察用の励起光源として、複数のレーザ光源19及びこのレーザ光を集光するレンズ20を備えた新たな第3の光源装置21を設けたことを特徴とする。その他の構成は、前記第1の実施形態と同様であり、ここでの詳しい説明は省略する。

【0044】ここで、本第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

【0045】前述の第1、第2の実施形態と同様にして通常の白色光観察を行い、次に、蛍光観察を行う。この蛍光観察の際には、内視鏡1のライトガイド7を複数のレーザ光源19を内蔵した光源装置21に接続する。この場合、図5に示す如く、従来のような単一の励起光光源を使うと、観察対象組織の中心部のみが励起され、周辺部は励起されないため、周辺部からの自家蛍光は得られにくい。本実施形態の如く、複数のレーザ19から励起光を照射すると、レンズ20で集光され、ライトガイド7にはあらゆる角度からの光が入射される。これにより、図5に示す如く、生体組織の中心部のみならず、生体組織の周辺部にも均一に励起光が照射され、この結果、生体組織の周辺部からも自家蛍光が発生する。これにより蛍光観察を行う。

【0046】この第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置のよると、蛍光観察用の励起光観察が広い範囲で均一に照射できるため、生体組織の広い範囲からの自家蛍光が得られ、観察性が向上するという効果を奏する。

【0047】次に、本発明の第4の実施形態について説明する。

【0048】図6は、本発明の第4の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

【0049】本第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、図6示すように、内視鏡1のライトガイド7には白色光及び励起用レーザを内視鏡1に供給する光源装置22が接続されている。

【0050】前記光源装置22は、内視鏡1の挿入部内及び該挿入部の基端に設けられた操作部から延出したユ

ニバーサルケーブル内を挿通するライトガイド7を介して通常観察用の白色光を供給するXeランプ等で構成される白色光光源26及び励起用レーザ光源14を有しており、内視鏡1の挿入部5先端内では、ライトガイド7により伝送された白色光及び励起用レーザを照明光学系レンズ6cにより体腔内の観察部位を照射するようになっている。また、光源装置22内には白色光光源26からの白色光とレーザ光源14からの励起用レーザとを切り換えてライトガイド7に供給する可動ミラー24が設けられており、この可動ミラー24の切り換えは、光源装置22内に設けられたドライバ23により前記信号処理本体3により自動制御されるようになっている。

【0051】また、蛍光観察用のレーザ光源14の射出先端部には、自動調光部25が設けられている。この自動調光部25はAgX等のフォトクロミックガラス、あるいはHg<sub>3</sub>S<sub>2</sub>I<sub>2</sub>、ZnS、またはヒドラゾン、オサゾン、フルギド、スチルベン、サリチルアルデヒド、スピロピラン、ビミダゾリル誘導体、ピアントロン等で構成されている。この自動調光部25は、光量が小さいときは透光性が大きく、光量が増すにつれて徐々に着色して光の透過量が低下するようになっている。すなわち、光量に応じて透光性が変化をする。また、この透光性は微粒子の径、または数を調整することで、変えることも可能である。

【0052】次に、本第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

【0053】まず、通常観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に図示しない白色光観察用カメラを装着する。そして、信号処理本体3を操作してドライバ23を駆動させ、可動ミラー24を切り換え、白色光光源26より白色光をライトガイド7を介して観察部位に照射して通常の白色光観察を行う。

【0054】次に、蛍光観察を行う際には、内視鏡1の接眼部に高感度カメラ2を装着する。また、信号処理本体3を操作してドライバ23を駆動させ、蛍光観察用のレーザ光源14からレーザ光を励起させる。そして、励起されたレーザ光をライトガイド7を介して内視鏡1先端部から励起光として照射して蛍光観察を行う。

【0055】このとき、レーザ光源14からのレーザ光は自動調光部25により、その光量が自動的に調整され、蛍光観察に最も適した光量がライトガイド7に入射され、内視鏡1先端から生体組織に照射されるようになっている。

【0056】このように、本第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、常に、蛍光観察用の励起光の放射出力を一定に保つことができ、蛍光観察の観察性が安定する。また、万が一、レーザ光源から高強度のレーザ光が放射されても、瞬時にこの光をカットでき、生体に対して安全である。尚、図示していないが、白色光光源26にこの自動調光部25を更に設けても良い。

【0057】次に、本発明の第5の実施形態について説明する。

【0058】図7は、本発明の第5の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。なお、前記第4の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付与し、ここでの詳しい説明は省略する。

【0059】前記第4の実施形態の蛍光観察内視鏡装置においては、光源装置22内に自動調光部25を配設したが、この第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置では、該自動調光部25を内視鏡1のライトガイド7の先端部に設けたことを特徴としている。その他の構成は前記第4の実施形態と同様であり、ここでの詳しい説明は省略する。

【0060】ここで、本第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

【0061】本第5の実施形態の作用は、基本的には前記第4の実施形態と同様であるが、蛍光観察の際に励起光源であるレーザ光源14のレーザ光がライトガイド7の先端部に設けられた自動調光部25によってその出力が調整され、最も蛍光観察に適した励起光が内視鏡1の先端部から生体組織に照射される。

【0062】この第5の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、自動調光部25を内視鏡1のライトガイド7先端部に設けたことにより、前記第4の実施形態に対してより正確に励起光の放射出力を一定に保つことが可能となる。

【0063】尚、第4、第5の実施形態における前記自動調光部25において採用した光により透光性が変化する物質に替えて、熱により色変化する物質、例えば、スピロピラン、N-サリシリデンアニリン誘導体などの物質を用いても良い。これらの物質は、光量が少ない状態では、エネルギー量が少ない為、低温であり、透光性が大きい。そして、光量が増加していくと、エネルギー量が増え、高温となり、この熱量に応じて変色をし、透光性が低下をする。また、透光性の度合いは、この熱量、即ち、光の強度に応じて変化をする。この物質を用いても、同じような効果が得られる。

【0064】次に、本発明の第6の実施形態について説明する。

【0065】図8ないし図10は、本発明の第6の実施形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との様子をそれぞれ示した説明図である。

【0066】この第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置は、その基本的な構成は前記第1の実施形態と同様であり、ここでは、差異のみ説明を行い、その他の構成、作用の説明は省略する。

【0067】本第6の実施形態においては、図8に示すように、内視鏡1のチャンネルには、カテーテル27が挿入され、カテーテル27の先端からは白色光観察下で

病変部を認識できる識別物質28が注入可能となっている。

【0068】次に、本第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する。

【0069】この実施形態においても、まず、前記各実施形態と同様に白色光観察を行う。次に蛍光観察を行う際には、内視鏡1のチャンネルにカテーテル27を挿入し、蛍光観察下で見つけた病変部29に対してカテーテル27先端から、液状の識別物質28を注入する。この識別物質28としては、可視から紫外領域で光硬化する水溶性ビニルモノマー、アクリレート、ポリビニルシナマード、不飽和ポリエステル、ウレタンアクリレート、ビニルアクリレート、メタクリレート、スチレン、エチレングリコール、ビスフェノールAジグリシジルエーテルとジアゾニウム塩混合物等が用いられる。

【0070】また、場合によって、有効波長領域を広げる為、5-ニトロアセナフランを混入させても良い。そして、蛍光観察下では、内視鏡1先端部からレーザー光が照射されている為、注入された識別物質28は病変部29の形態に沿って光硬化固定される。これは、図9に示してある。識別物質28はレーザー光照射によって、色が黄色から褐色に変化する。

【0071】次に、白色光観察に戻る。図9に示す如く、病変部29に固定された識別物質の色は黄色から褐色に変化をしており、白色光観察でも認識が可能となる。そして、図10に示す如く、内視鏡1のチャンネルから治療用レーザープローブ27や、処置具等を入れ、病変部の生検や治療を行う。

【0072】この第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、白色光観察下でも、病変部の位置や境界付けが可能となり、この為、白色光下での処置がより確実となる。尚、第6の実施形態において採用した識別物質の代わりに、生体由来高分子であるヒアルロン酸、コンドロイチン硫酸に、光反応性の珪皮酸を導入したものを用いても良い。この場合、蛍光観察下で、識別物質を注入すると、励起光である紫外光により、識別物質は液状からゾル、ゲルあるいはエラストマ、プラスチック状態となり、病変部に固定される。尚、これらの識別物質は、生体内に留置しても体内に吸収をされる。

【0073】次に、本発明の第7の実施形態について説明する。

【0074】図11は、本発明の第7の実施形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

【0075】この第7の実施形態は、前記第6の実施形態において採用した識別物質に、更に、加温により赤色や紫色に呈色するスピロピラン等のサーモクロミズム物質との混合物を識別物質として用いたことを特徴としている。その他の構成、作用は該第6の実施形態と同様で

あるのでここでの詳しい説明は省略する。

【0076】この第7の実施形態の蛍光観察内視鏡装置の作用は、前記第6の実施形態と基本的に同じであるが、図11に示す如く、白色光観察下で内視鏡1のチャンネルを介して挿入した処置具30から温水を病変部29に注入すると、病変部は呈色し、白色光観察で容易に病変部を認識できる。そして、処置具30等で病変部の処置を行う。

【0077】この第7の実施形態の蛍光観察内視鏡装置によると、前記第6の実施形態に対してより白色光観察下での識別がより確実となる。

【0078】なお、前述した各実施形態では、蛍光観察の際の励起光源としてレーザ光源を採用したが、これに限らず、たとえば通常の白色光源に狭帯域のフィルターを組み合わせた光源を用いても良い。また、生体から発生する自家蛍光を観察するのではなく、患者にあらかじめ蛍光発生薬剤を投与し、この薬剤から発生する蛍光を観察する装置にも適用可能である。さらに、白色光観察用カメラ、蛍光観察用カメラを一体型とし、任意に切り換え可能なカメラとしても良い。

【0079】[付記]以上詳述した如き本発明の実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。即ち、

(1) 生体組織に励起光を照射し、該生体組織から発生する蛍光を観察する蛍光観察内視鏡装置において、生体組織に励起光を照射する励起光照射部を備える励起用光源と、この励起用光源の励起光照射部の先端と対象組織との距離を測定する距離測定手段と、この距離測定手段で測定した距離に応じて前記励起用光源から照射する励起光量を制御する励起光量制御手段と、を具備した蛍光観察内視鏡装置。

【0080】(2) 前記距離測定手段は、超音波信号を用いた距離測定手段である前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0081】(3) 前記距離測定手段は、距離測定用レーザを用いた距離測定手段である前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0082】(4) 前記励起用光源を複数個設けた前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0083】(5) 前記励起用光源からの光量に応じて、色あるいは光透過量の少なくとも一方を制御する自動調光手段をさらに具備した前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0084】(6) 前記自動調光手段は、光感应性の色変化物質である前記(5)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0085】(7) 前記自動調光手段は、熱感应性の色変化物質である前記(5)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0086】(8) 前記励起用光源からの照射により、容易に硬化固定し、白色光下で確認可能な識別物質



をさらに設けた前記(1)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0087】(9) 前記識別物質は、可視光領域ないし紫外領域で光硬化する前記(8)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0088】(10) 前記識別物質は、生体由来高分子材料である前記(8)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0089】(11) 前記識別物質は、少なくとも生体由来高分子材料とサーモクロミズム物質との混合物である前記(8)に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0090】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、励起光用照射部の先端と対象組織との距離に係わらず、常に一定のゲインで蛍光観察を行い得る蛍光観察内視鏡装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

【図2】前記第1の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

【図3】本発明の第2の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

【図4】本発明の第3の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部の構成を示した説明図である。

【図5】前記第3の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、観察対象組織に励起光を照射した際の、該対象組織からの自家蛍光の強度と位置の関係を示した線図である。

【図6】本発明の第4の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

【図7】本発明の第5の実施形態である蛍光観察内視鏡装置の主要部構成を示したブロック図である。

【図8】本発明の第6の実施形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

【図9】前記第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

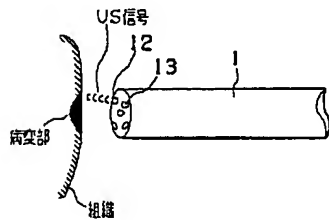
【図10】前記第6の実施形態の蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

【図11】本発明の第7の実施形態である蛍光観察内視鏡装置において、対象組織の観察を行う際の内視鏡挿入部先端と対象組織との一例を示した説明図である。

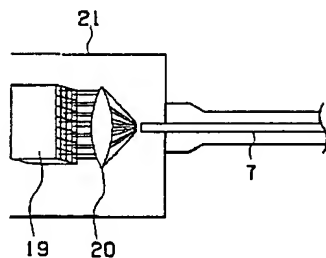
【符号の説明】

- 1…内視鏡
- 2…高感度カメラ
- 3…信号処理本体
- 4…モニタ
- 5…イメージガイド
- 6a…レンズ
- 6b…照明光学系レンズ
- 6c…対物光学系レンズ
- 7…ライトガイド
- 8…光源装置
- 9…超音波素子駆動部
- 10…演算部
- 11…制御部
- 12…超音波発振部
- 13…超音波信号受信部
- 14…レーザ光源

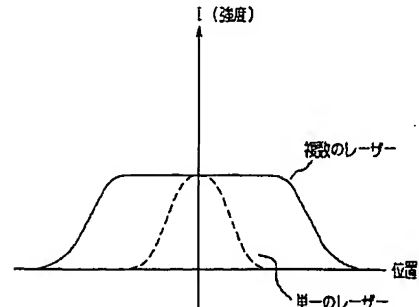
【図2】



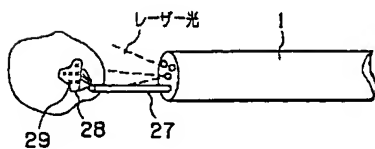
【図4】



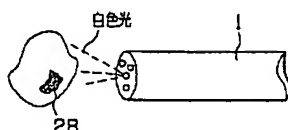
【図5】



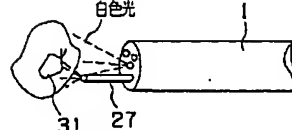
【図8】



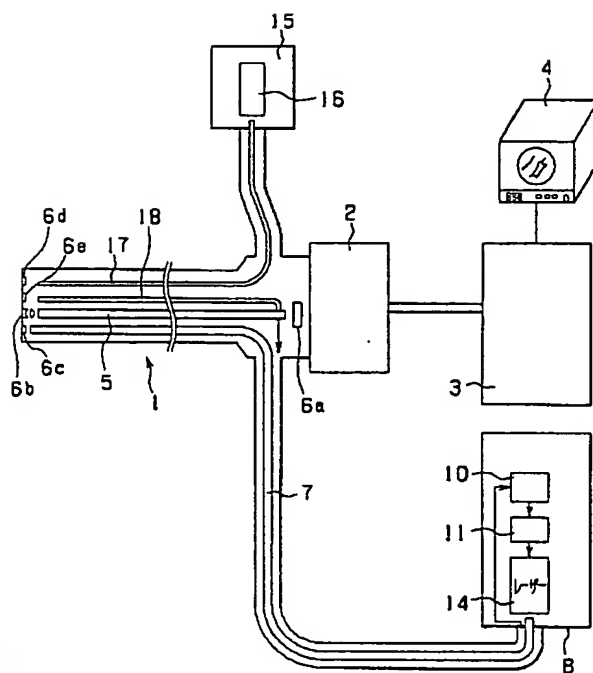
【図9】



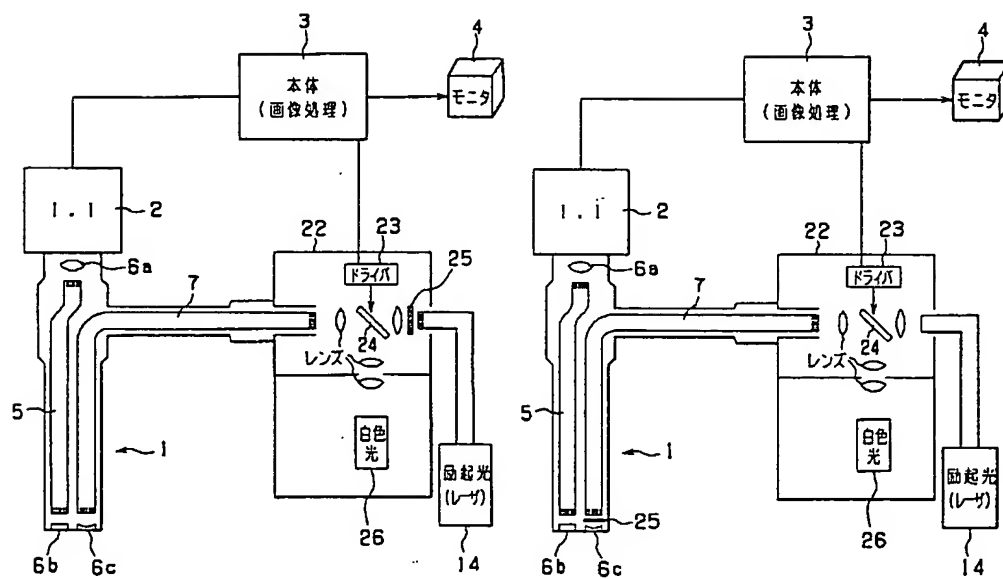
【図10】



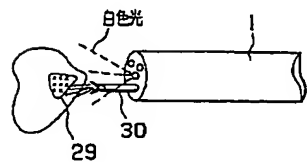
【图 3】



【图 7】



【图 1 1】





フロントページの続き

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 栄

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**